

日本国特許庁  
JAPAN PATENT OFFICE

別紙添付の書類に記載されている事項は下記の出願書類に記載されている事項と同一であることを証明する。

This is to certify that the annexed is a true copy of the following application as filed with this Office.

出願年月日      2003年 4月17日  
Date of Application:

出願番号      特願2003-112906  
Application Number:

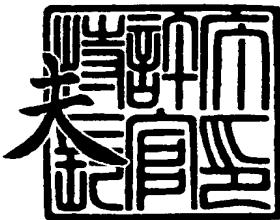
[ST. 10/C] :      [JP2003-112906]

出願人      ジーイー・メディカル・システムズ・グローバル・テクノロジー・カンパニー・エルエルシー  
Applicant(s):

2003年12月 4日

特許庁長官  
Commissioner,  
Japan Patent Office

今井康



【書類名】 特許願

【整理番号】 16CT03014

【提出日】 平成15年 4月17日

【あて先】 特許庁長官殿

【国際特許分類】 A61B 6/03

【請求項の数】 16

【発明者】

【住所又は居所】 東京都日野市旭が丘四丁目7番地の127 ジーイー横  
河メディカルシステム株式会社内

【氏名】 貫井 正健

【発明者】

【住所又は居所】 東京都日野市旭が丘四丁目7番地の127 ジーイー横  
河メディカルシステム株式会社内

【氏名】 谷川 俊一郎

【特許出願人】

【識別番号】 300019238

【氏名又は名称】 ジーイー・メディカル・システムズ・グローバル・テク  
ノロジー・カンパニー・エルエルシー

【代理人】

【識別番号】 100094053

【弁理士】

【氏名又は名称】 佐藤 隆久

【手数料の表示】

【予納台帳番号】 014890

【納付金額】 21,000円

【提出物件の目録】

【物件名】 明細書 1

【物件名】 図面 1

【物件名】 要約書 1

【包括委任状番号】 0015132

【プルーフの要否】 要

【書類名】 明細書

【発明の名称】 X線CT装置およびビームハードニング後処理方法

【特許請求の範囲】

【請求項1】

撮像領域を透過するX線ビームの投影情報を、多チャネルからなるX線検出器を用いて、多方向からの複数ビューで取得し、前記各チャネルの検出した投影情報にビームハードニング効果の補正を行うX線CT装置であって、

前記撮像領域に配置されたファントムから投影情報を取得し、この当該投影情報から前記補正に用いる補正係数を生成する補正係数生成手段と、

第1のファントムについて前記補正係数生成手段によって生成された第1の補正係数を用いて、前記第1のファントムよりも寸法の大きい第2のファントムについて前記補正係数生成手段によって生成された第2の補正係数を修正する補正係数修正手段と、

前記第1の補正係数および修正された前記第2の補正係数を用いて、前記撮像領域に載置される被検体の投影情報を補正する補正手段と  
を有するX線CT装置。

【請求項2】

前記補正係数生成手段は、ファントムの第1の投影情報を、すべての前記ビューで撮影し、1つのサイノグラムを取得する取得手段と、

前記第1の投影情報に前記ビームハードニング効果の補正を行い第2の投影情報を生成するビームハードニング補正手段と、

前記第2の投影情報に第1の関数フィッティングを行って第3の投影情報を生成する第1のフィッティング手段と、

前記第2の投影情報を構成する各チャネルで、すべての前記ビューの前記第2の投影情報の値を独立変数とする前記第3の投影情報の値を第2の関数フィッティングして前記補正係数を求める第2のフィッティング手段と  
を有する請求項1に記載のX線CT装置。

【請求項3】

前記X線検出器は、所定数のチャネルをもつ複数の検出モジュールによって構

成されており、

前記補正係数修正手段は、前記第2のファントムから得られた補正係数データから高周波成分のみを分離して前記検出モジュール毎の検出特性に依存する成分を残し、前記高周波成分が分離された係数データに前記第1のファントムから得られた補正係数データの高周波成分を合成する

請求項1に記載のX線CT装置。

#### 【請求項4】

前記第1および第2のファントムは、円形の断面形状を備え、

前記第2のファントムの直径は、前記第1のファントムの直径よりも大きい

請求項1に記載のX線CT装置。

#### 【請求項5】

前記検出モジュールは、チャネル毎に一体に製造されている

請求項3に記載のX線CT装置。

#### 【請求項6】

前記X線検出器は、シンチレータとフォトダイオードとの組み合わせによって構成されている

請求項1に記載のX線CT装置。

#### 【請求項7】

前記X線検出器は、円筒凹面状に湾曲したX線入射面を有する

請求項1に記載のX線CT装置。

#### 【請求項8】

前記X線検出器は、複数のX線検出素子がファンビーム状に広がるX線の広がり方向にアレイ状に配列されている

請求項1に記載のX線CT装置。

#### 【請求項9】

撮像領域を透過するX線ビームの投影情報を、多チャネルからなるX線検出器を用いて、多方向からの複数ビューで取得し、前記各チャネルの検出した投影情報にビームハードニング効果の補正を行うX線CT装置のビームハードニング後処理方法であって、

第1のファントムと、前記第1のファントムよりも寸法の大きい第2のファントムとを、X線管とX線検出器との間にそれぞれ配置して、投影情報を、多チャネルからなるX線検出器を用いて多方向からの複数ビューで取得する取得ステップと、

前記第1および第2のファントムについての投影情報から、前記補正に用いる第1および第2の補正係数を生成する生成ステップと、

前記第1の補正係数を用いて、前記第2の補正係数を修正する修正ステップと

、  
前記第1の補正係数および修正された前記第2の補正係数を用いて、前記撮像領域に載置される被検体の投影情報の補正を行う補正ステップと  
を有するX線CT装置のビームハードニング後処理方法。

#### 【請求項10】

前記取得ステップは、前記第1および第2のファントムの第1の投影情報を、すべての前記ビューで撮影し、複数のサイノグラムを取得し、

前記生成ステップは、前記第1の投影情報に前記ビームハードニング効果の補正を行い第2の投影情報を生成し、

前記第2の投影情報に第1の関数フィッティングを行って第3の投影情報を生成し、

前記第2の投影情報を構成する各チャネルで、すべての前記ビューの前記第2の投影情報の値を独立変数とする前記第3の投影情報の値を第2の関数フィッティングして前記第1および第2の補正係数を求める

請求項9に記載のX線CT装置のビームハードニング後処理方法。

#### 【請求項11】

前記X線検出器は、所定数のチャネルをもつ複数の検出モジュールによって構成されており、

前記修正ステップは、前記第2のファントムから得られた補正係数データから高周波成分のみを分離して前記検出モジュール毎の検出特性に依存する成分を残し、前記高周波成分が分離された係数データに前記第1のファントムから得られた補正係数データの高周波成分を合成する

請求項 9 に記載の X 線 C T 装置のビームハードニング後処理方法。

【請求項 12】

前記第 1 および第 2 のファントムに、円形の断面形状を備えるファントムを使用し、

前記第 2 のファントムの直径は、前記第 1 のファントムの直径よりも大きい  
請求項 9 に記載の X 線 C T 装置のビームハードニング後処理方法。

【請求項 13】

前記検出モジュールは、チャネル毎に一体に製造されている

請求項 11 に記載の X 線 C T 装置のビームハードニング後処理方法。

【請求項 14】

前記 X 線検出器は、シンチレータとフォトダイオードとの組み合わせによって構成されている

請求項 9 に記載の X 線 C T 装置のビームハードニング後処理方法。

【請求項 15】

前記 X 線検出器は、円筒凹面状に湾曲した X 線入射面を有する

請求項 9 に記載の X 線 C T 装置のビームハードニング後処理方法。

【請求項 16】

前記 X 線検出器は、複数の X 線検出素子がファンビーム状に広がる X 線の広がり方向にアレイ状に配列されている

請求項 9 に記載の X 線 C T 装置のビームハードニング後処理方法。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、ファントムデータ (phantom data) に基づいて被検体の透過 X 線強度を補正するビームハードニング (beam hardening, 以下、 BH と略称する) 後処理方法および X 線 C T 装置に関する。

【0002】

【従来の技術】

X 線 C T 装置で用いられる X 線源は、あるエネルギー幅を持った X 線を出力す

る。他方、被検体を透過するX線の線吸収係数は、X線エネルギーに依存しており、被検体の透過長さが大きいほど平均エネルギーが高い方向に移動するビームハードニング効果を呈する。これにより、X線の透過強度すなわち投影情報値と透過長さとは、比例関係が成立せず、非線形の関係となる。

このB H効果は、再構成画像上では、中央部分の強度が低下するカッピング（c u p p i n g）効果を生じさせ、例えば、均一な強度の再構成画像を生成する投影情報値の補正係数を、X線検出器のチャネルごとに求めることにより補正がなされる（例えば、特許文献1参照）。

しかし、さらに高精度の補正を行うために、撮像中心に配置される、F O V（撮像領域）全体を概ね被う直径で、かつ直径の異なる複数の円筒形状のファントムを撮像し、これらファントムの投影情報から補正を精密化することが行われる。

#### 【0003】

##### 【特許文献1】

特開平5-130987号公報、（第2～3頁、第1～2図）

#### 【0004】

##### 【発明が解決しようとする課題】

ところで、投影情報値の高精度な補正を行うには、チャネルごとに異なる大きさの投影情報値ができるだけ多く必要であり、多種類の直径を有するファントムを撮像する必要がある。

一方、ファントムの直径が大きくなるほど、得られる投影情報値のS／N比が低下する。S／N比が低下した投影情報値から得られた上記した補正係数を使用して投影情報を補正すると、再構成画像にリング・アーチファクト等の画質の低下が発生しやすい。したがって、寸法の大きな被検体を撮影したときに、画質が低下しやすい。

#### 【0005】

本発明は、上述した従来の問題に鑑みてなされたものであって、その目的は、B H効果のチャネルごとの補正を、比較的寸法の大きな被検体を撮影したときにおいても高精度化できるX線CT装置およびX線CT装置のビームハードニング

後処理方法を提供することにある。

### 【0006】

#### 【課題を解決するための手段】

本発明のX線CT装置は、撮像領域を透過するX線ビームの投影情報を、多チャネルからなるX線検出器を用いて、多方向からの複数ビューで取得し、前記各チャネルの検出した投影情報にビームハードニング効果の補正を行うX線CT装置であって、前記撮像領域に配置されたファントムから投影情報を取得し、この当該投影情報から前記補正に用いる補正係数を生成する補正係数生成手段と、第1のファントムについて前記補正係数生成手段によって生成された第1の補正係数を用いて、前記第1のファントムよりも寸法の大きい第2のファントムについて前記補正係数生成手段によって生成された第2の補正係数を修正する補正係数修正手段と、前記第1の補正係数および修正された前記第2の補正係数を用いて、前記撮像領域に載置される被検体の投影情報を補正する補正手段とを有する。

### 【0007】

好適には、前記補正係数生成手段は、ファントムの第1の投影情報を、すべての前記ビューで撮影し、1つのサイノグラムを取得する取得手段と、前記第1の投影情報に前記ビームハードニング効果の補正を行い第2の投影情報を生成するビームハードニング補正手段と、前記第2の投影情報に第1の関数フィッティングを行って第3の投影情報を生成する第1のフィッティング手段と、前記第2の投影情報を構成する各チャネルで、すべての前記ビューの前記第2の投影情報の値を独立変数とする前記第3の投影情報の値を第2の関数フィッティングして前記補正係数を求める第2のフィッティング手段とを有する。

### 【0008】

さらに好適には、前記X線検出器は、所定数のチャネルをもつ複数の検出モジュールによって構成されており、前記補正係数修正手段は、前記第2のファントムから得られた補正係数データから高周波成分のみを分離して前記検出モジュール毎の検出特性に依存する成分を残し、前記高周波成分が分離された係数データに前記第1のファントムから得られた補正係数データの高周波成分を合成する。

**【0009】**

本発明のX線CT装置のビームハードニング後処理方法は、第1のファントムと、前記第1のファントムよりも寸法の大きい第2のファントムとを、X線管とX線検出器との間にそれぞれ配置して、投影情報を、多チャネルからなるX線検出器を用いて多方向からの複数ビューで取得する取得ステップと、前記第1および第2のファントムについての投影情報から、前記X線検出器の各チャネルの検出する投影情報の補正に用いる第1および第2の補正係数を生成する生成ステップと、前記第1の補正係数を用いて、前記第2の補正係数を修正する修正ステップと、前記第1の補正係数および修正された前記第2の補正係数を用いて、前記撮像領域に載置される被検体の投影情報の補正を行う補正ステップとを有する。

**【0010】**

本発明では、第1のファントムおよびこの第1のファントムよりも寸法の大きい第2のファントムについて投影情報を取得し、この投影情報から補正のための第1および第2の補正係数を生成する。

ファントムの寸法が大きいほどS/N比が低下するため、第1の補正係数を用いて補正を行った場合よりも、第2の補正係数を用いて補正を行ってえたCT画像のほうがリングアーチファクトなどによる画質低下が発生しやすい。

このため、本発明では、S/N比が比較的高い投影情報から生成された第1の補正係数を用いて第2の補正係数を修正する。

この結果、大きな寸法にファントムを用いて補正係数を生成した場合であっても、精度のよい補正が可能となる。

**【0011】****【発明の実施の形態】**

以下に添付図面を参照して、この発明にかかるビームハードニング後処理方法およびX線CT装置の好適な実施の形態について説明する。なお、これにより本発明が限定されるものではない。

**【0012】**

まず、本実施の形態にかかるX線CT装置の全体構成について説明する。図1は、X線CT装置のブロック(block)図を示す。図1に示すように、本装

置は、走査ガントリ（g a n t r y）2および操作コンソール（c o n s o l e）6を備えている。

#### 【0013】

走査ガントリ2はX線管20を有する。X線管20から放射された図示しないX線は、コリメータ（c o l l i m a t o r）22により、例えば扇状のX線ビーム（b e a m）すなわちファンビーム（f a n b e a m）X線となるように成形され、X線検出器24に照射される。

#### 【0014】

X線検出器24は、ファンビームX線の広がり方向にアレイ状に配列された複数のX線検出素子を有する。X線検出器24は、複数のX線検出素子をアレイ状に配列した、多チャネル（c h a n n e l）の検出器となっている。

#### 【0015】

X線検出器24は、全体として、円筒凹面状に湾曲したX線入射面を形成する。X線検出器24は、例えばシンチレータ（s c i n t i l l a t o r）とフォトダイオード（p h o t o d i o d e）の組み合わせによって構成される。なお、これに限られず、例えばカドミウム・テルル（C d T e）等を利用した半導体X線検出素子またはXeガス（g a s）を用いる電離箱型のX線検出素子であっても良い。X線管20、コリメータ22およびX線検出器24は、X線照射・検出装置を構成する。

#### 【0016】

X線検出器24にはデータ収集部26が接続されている。データ収集部26は、X線検出器24の個々のX線検出素子の検出データを収集する。X線管20からのX線の照射は、X線コントローラ（c o n t r o l l e r）28によって制御される。なお、X線管20とX線コントローラ28との接続関係およびコリメータ22とコリメータコントローラ30との接続関係については図示を省略する。コリメータ22は、コリメータコントローラ30によって制御される。

#### 【0017】

以上の、X線管20からコリメータコントローラ30までのものが、走査ガントリ2の回転部34に搭載されている。ここで、被検体あるいはファントムは、

回転部34の中心に位置するボア（bore）29内のクレードル（cradle）上に載置される。回転部34は、回転コントローラ36により制御されつつ回転し、X線管20からX線を爆射し、X線検出器24において被検体およびファントムの透過X線を、各ビューごとの投影情報として検出する。なお、回転部34と回転コントローラ36との接続関係については図示を省略する。

#### 【0018】

操作コンソール6はデータ処理装置60を有する。データ処理装置60は、例えばコンピュータ等によって構成される。データ処理装置60には、制御インターフェース（interface）62が接続されている。制御インターフェース62には、走査ガントリ2が接続されている。データ処理装置60は制御インターフェース62を通じて走査ガントリ2を制御する。

#### 【0019】

走査ガントリ2内のデータ収集部26、X線コントローラ28、コリメータコントローラ30および回転コントローラ36が制御インターフェース62を通じて制御される。なお、これら各部と制御インターフェース62との個別の接続については図示を省略する。

#### 【0020】

データ処理装置60には、また、データ収集バッファ（buffer）64が接続されている。データ収集バッファ64には、走査ガントリ2のデータ収集部26が接続されている。データ収集部26で収集されたデータがデータ収集バッファ64を通じてデータ処理装置60に入力される。

#### 【0021】

データ処理装置60は、データ収集バッファ64を通じて収集した透過X線信号すなわち投影情報を用いて画像再構成を行う。データ処理装置60には、また、記憶装置66が接続されている。記憶装置66は、データ収集バッファ64に収集された投影情報や再構成された断層画像情報および本装置の機能を実現するためのプログラム（program）等を記憶する。

#### 【0022】

データ処理装置60には、また、表示装置68と操作装置70がそれぞれ接続

されている。表示装置68は、データ処理装置60から出力される断層画像情報やその他の情報を表示する。操作装置70は、オペレータによって操作され、各種の指示や情報等をデータ処理装置60に入力する。オペレータは表示装置68および操作装置70を使用してインタラクティブ(interactive)に本装置を操作する。なお、走査ガントリ2、撮影テーブル4および操作コンソール6は、被検体あるいはファントムを撮影して断層画像を取得する取得装置を構成する。

#### 【0023】

図2に、データ処理装置60の本実施形態に係るビームハードニング後処理方法に関連する部分のみの機能ブロック図を示す。

データ処理装置60は、記憶装置66の投影情報に対して行う、BH補正部201、第1のフィッティング部202、第2のフィッティング部204、補正係数修正部205および画像再構成部206等の機能を含む。

#### 【0024】

BH補正部201は、記憶装置66の投影情報にBH補正を行う。X線検出器24の各チャネルで取得される投影情報値をIhとし、BH補正した補正データをICとすると、BH補正是次式により行われる。

#### 【0025】

$$IC = B_0 \cdot I_h + B_1 \cdot I_h^2 + B_2 \cdot I_h^3 + B_3 \cdot I_h^4 \dots \quad (1)$$

#### 【0026】

ここで、B0～B3は補正係数である。これら補正係数は、例えば、特許文献1の方法により各チャネルごとに確定され、補正係数テーブルとして記憶装置66の保存される。

#### 【0027】

第1のフィッティング部202は、記憶装置66の投影情報の各チャネルあるいは各ビュー間の平滑化を行う。この第1のフィッティング部202は、各チャネル間あるいは各ビュー間での平均化演算を行うか、あるいは、チャネル方向あるいはビュー方向の投影情報値に高次の関数をフィッティングすることにより、平滑化を行う。

フィッティングで求めた関数は、関数の次数を超える高周波成分は除去されるので平滑化と同等の効果を得る。

#### 【0028】

第2のフィッティング部204は、X線検出器24の1つのチャネルが取得する、投影情報値および第1のフィッティング部202により第1の関数フィッティングされた投影情報値の間で一次あるいは高次関数のフィッティングを行う。これにより、BH補正部201で用いられる（1）式と同様の補正関数を取得することができる。

#### 【0029】

補正係数修正部205は、第2のフィッティング部204で得られた補正関数の補正係数を、必要な場合（ファントムの直径が大きく、S/N比が低い場合）に、第2のフィッティング部204で既に得られた他のファントムの補正関数の補正係数を用いて修正する。なお、具体的な処理については後述する。

#### 【0030】

画像再構成部206は、記憶装置66の複数ビューからなる投影情報であるサイノグラムを用いて、被検体あるいはファントムの断層画像を再構成する。画像再構成には、例えばフィルタード・バックプロジェクション（filtered back projection）法等が用いられ、表示装置68に再構成画像が表示される。

#### 【0031】

次に、上記X線CT装置1におけるビームハードニング後処理補正に必要な補正係数を求める手順の一例について図3に示すフローチャートを参照して説明する。

#### 【0032】

##### ファントムスキャン

まず、ファントムスキャンを行う（ステップS501）。具体的には、ファントムをボア29内の撮像中心からずれた位置に配置する。このファントムは、ポリプロピレン等の材質で作成された、円筒形状を有する。ファントムの直径は、種々のものが存在するが、本実施形態では、たとえば、35cmおよび48cm

のものを使用し、この順にファントムスキャンを行うものとする。

#### 【0033】

ファントムスキャンの際に、ファントムをボア29内の撮像中心からはずれた位置に配置するのは、各ビュー毎にファントムを透過するX線のパス長が異ならせることができる。投影情報値の高精度なビームハードニング効果の補正を行うには、チャネルごとに異なる大きさの投影情報値ができるだけ多く必要であるが、ファントムをボア29内の撮像中心からはずれた位置に配置することにより、1つのファントムから多数の異なる大きさの投影情報値が得られる。

#### 【0034】

図4は、走査ガントリ2のボア29内に配置されたファントム310を示している。

ファントム310は、円形断面を有しており、その中心は、ボア29の撮像中心とは異なる場所に位置する。X線管20からボータイフィルタを透過して発生されるX線ファンビームは、ファントム310を透過して、X線検出器24で検出される。

#### 【0035】

X線検出器24は、X線ファンビームの拡がり方向に複数のX線検出素子がアレイ状に配列されており、アレイ状の各チャネルでファントム310の投影情報を検出する。ここで、X線管20、コリメータ22およびX線検出器24は、ボア29を中心にして対向配置されており、相対位置を変化すること無く、回転部34ごとボア29の周り回転しつつ投影情報の取得を行う。そして、この回転角度に対応したビュー番号ごとに、前記投影情報を取得し、一枚のサイノグラムを生成する。

#### 【0036】

図5 (A) は、ファントム310を用いた場合のサイノグラムの一例を示した。サイノグラムは、チャネルの中心近傍に存在する投影情報部およびチャネルの周辺に存在する空気データ部とからなる。ファントム310は、撮像中心からはずれて配置されるので、投影情報部のチャネル幅の位置は、回転部34の回転、すなわちビュー番号の変化と共に位置を変化させ、図5 (A) に示したように、ビ

ビュー番号方向に蛇行する。また、同様の理由により、ビュー番号の変化と共に、投影情報部のチャネル幅も変化する。

#### 【0037】

図5 (B) は、図5 (A) のビュー番号が  $j$  である投影情報を、横軸をチャネル番号、縦軸を投影情報値として表示したものである。投影情報値は、ファントム310を透過するX線ビームの透過長さに比例するので、ファントム310の中心近傍を透過するX線は、透過長さが大きく、高い投影情報値を示し、ファンтом310の周辺近傍を透過するX線は、透過長さが小さく、低い投影情報値を示し、図5 (B) の様な半円形の投影像を示す。

#### 【0038】

ここで、一例として、ビュー番号が  $j$  、チャネル番号が  $i$  の投影情報値を示す。図4に点線で示したX線ビームは、ビュー番号  $j$  の場合に、X線検出器24のチャネル番号1に入射する。この際、X線ビームがファンтом310内を透過する長さを  $l$  とする。この長さ  $l$  と、図5 (B) のチャネル  $i$  の投影情報値  $h$  は、次の関係を有する。

#### 【0039】

$$l \propto h$$

#### 【0040】

また、図4において、ファンтом310は、撮像中心からずれた位置にあるので、チャネル  $i$  の透過長さ  $l$  は、ビューごとに変化する。したがって、図5 (B) に示した、チャネル  $i$  の投影情報値  $h$  もビューごとに変化する。

#### 【0041】

また、図5 (C) は、図5 (A) のチャネル番号が  $i$  の投影情報値を、横軸をビュー番号、縦軸を投影情報値として表示したものである。投影情報値は、ビュー番号ごとに異なる、ファンтом310を透過するX線ビームの透過長さに比例するので、図5 (C) に示した様な周期性のある関数となる。

#### 【0042】

ここで、図6は記憶装置66内に生成される各ファイルを示すブロック図である。

上記のファントムスキャンによって、図6に示す第1の投影情報601が得られる。

### 【0043】

#### 前処理

次いで、ファントムスキャンによって得られたサイノグラムに対して前処理を行う（ステップS502）。

前処理は、第1の投影情報からなるサイノグラムに対して、ノイズ（noise）除去および感度補正等の処理を行う。

### 【0044】

#### BH補正

次いで、上記した（1）式を用いて、投影情報値 $I_h$ にBH補正を行い、補正された投影情報値 $I_c$ を求める（ステップS503）。

これにより、図6に示す第2の投影情報602が生成される。このファイルでは、BH効果は、概ね除去されるが、X線検出器24の個々のチャネル毎のばらつきに起因する若干のBH効果が残存する。

### 【0045】

図7（A）に第2の投影情報602の例を模式的に示した。概ね円形ファントムの投影情報である半円形の形状を有しているが、チャネルによっては、X線感度の違い等により、パルス（pulse）状に投影情報値 $I_c$ が変化する。これらはチャネル固有の現象であるのでチャネルごとに補正する必要がある。

また、図8（A）に第2の投影情報602の1つのチャネルのビュー方向の投影情報値の例を模式的に示した。ビュー番号によっては、投影情報値 $I_c$ がパルス状に変化する。

### 【0046】

#### チャネル方向の平滑化

次いで、第2の投影情報602を用いて、第1のフィッティング部202によりチャネル方向の平滑化を行う（ステップS504）。

これにより、図6に示す第3'の投影情報603が生成される。この第3'の投影情報603では、チャネルごとのばらつきに起因する投影情報値 $I_c$ が平滑

化されて除去される。図7 (B) に第3'の投影情報603の例を模式的に示した。円形ファントムの投影情報である半円形の形状のみが投影情報として求まる。

### 【0047】

#### ビュー方向の平滑化

次いで、第3'の投影情報603を用いて、第1のフィッティング部202によりビュー方向の平滑化を行う（ステップS505）。

これにより、図6に示す第3の投影情報604が生成される。この第3の投影情報604では、1つのチャネルで生じるビューごとのばらつきに起因する投影情報値が平滑化される。

図8 (B) に第3の投影情報の例を模式的に示した。1つのチャネルのビュー方向の周期的な投影情報値が平滑化される。

### 【0048】

#### 補正係数の算出

次いで、第2のフィッティング手段204を用いて、第2の投影情報602および第3の投影情報603から補正係数を求める（ステップS506）。

ここで、チャネル番号がiの第2の投影情報の投影情報値をS(j)，第3投影情報の投影情報値をF(j)とする。そして、すべてのビュー番号での投影情報値を、横軸をS(j)、縦軸をF(j)として図示すると図9 (A) に示すように、概ね原点を通る直線上に配置される。この直線をチャネルiの補正関数とし、この直線の傾きをK<sub>1</sub>iとすると、このK<sub>1</sub>iは、図6に示した補正係数情報605となる。また、S(j)とF(j)との間には、次式の関係がある。

### 【0049】

$$F(j) / S(j) = K_i$$

### 【0050】

なお、被検体から得られるBH補正後のチャネルiの投影情報値I<sub>c</sub>にこの一次の補正係数K<sub>i</sub>を乗算したものが、被検体の平滑化された補正後の投影情報値I<sub>p</sub>となる。

また、図9 (A) で示した、投影情報値S(j)の大きさおよび値の取得範囲

は、投影情報値の大きさが図4で示した透過長さ1に比例するので、ファントム310の直径およびボア29内のファントム位置に依存する。

#### 【0051】

次いで、上記の補正係数 $K_i$ は、補正係数情報605として、記憶装置66に保存される（ステップS507）。

次いで、異なるサイズのファントムについてさらにデータを収集するか否かを決定する（ステップS508）。

たとえば、上記した直径が35cmのファントムについての補正係数情報が得られた後、直径が48cmのファントムについての補正係数情報を取得したい場合には、X線CT装置1に直径48cmのファントムを設置し、上記の各ステップS501～S507の処理を再び行う。

#### 【0052】

ここで、図10は、チャネル毎の補正係数情報605の一例を示すグラフであって、（a）は直径35cmのファントムについての補正係数であり、（b）は直径48cmのファントムについての補正係数である。

直径35cmと直径48cmのファントムの補正係数は、対応するチャネルにおいて近似した特性をもつが、直径48cmのファントムのほうが値は大きい。

#### 【0053】

X線検出器24は、所定数のチャネルをもつ複数の検出モジュールによって構されている。この検出モジュールは、たとえば、16のチャネル毎に一体に製造されている。16チャネルをもつ検出モジュールを所定数配列することにより、X線検出器24が構成される。

このため、同じ検出モジュール内の各チャネルの検出値は、同様な検出特性をもつ。すなわち、検出モジュール毎に検出特性が異なる。

#### 【0054】

X線検出器24の上記のような特性から、図10（a），（b）に示すように、チャネル順に並べられた補正係数の値には、モジュール毎の検出特性に依存する成分が含まれる。

また、図10（a）、（b）から分かるように、チャネル順に並べられた補正係数の値は、チャネル毎の検出特性に依存した高周波成分も含まれる。

#### 【0055】

ところで、ファントムの直径が大きくなるほど、X線検出器24が検出する投影情報のS/N比は低下し、各チャネル毎に検出した投影情報の精度が低くなる。すなわち、図10（b）に示す補正係数の値に含まれる高周波成分には、（a）に示す高周波成分よりも多くのノイズが含まれている。

このため、たとえば、直径48cmのファントムの補正係数をそのまま用いると、再構成した画像にリング・アーチファクト等の欠陥が発生する可能性がある。

#### 【0056】

##### 補正係数の修正

直径48cmのファントムについて、各ステップS501～S507の処理により補正係数情報605が得られた後には、上記の処理により得られた補正係数情報605の修正処理を行うか否かを判断をする（ステップS509）。

このとき、図10（b）に示すようなS/N比の低い補正係数情報605については、補正係数情報605の修正を行う。また、寸法の小さい直径35cmのファントムについては修正を行わない。

#### 【0057】

図11は、補正係数情報605の修正処理方法の一例を説明するためのグラフである。

図11（a）に示すSAは、図10（b）に示した直径48cmのファントムの補正係数から高周波成分を除去したのちの補正係数である。

この補正係数SAは、検出モジュール毎の検出特性に応じた成分は含んでいるが、S/N比を低下させる原因となるチャネル毎の検出特性に応じた高周波成分を含んでいない。

#### 【0058】

図11（b）に示すSBは、図10（a）に示した直径35cmのファントムの補正係数の高周波成分を分離した波形である。

波形SBは、直径35cmのファントムから得られた、チャネル毎の検出特性に応じた高周波成分であり、直径48cmのファントムに含まれる高周波成分よりもノイズの混入割合が低い。

### 【0059】

本実施形態の補正係数情報605の修正処理では、図11(c)に示すように、高周波成分を除去したのちの補正係数SAに、直径35cmのファントムから得られた高周波成分SBを合成し、これを新たな補正係数SCとする。

これにより、直径48cmのファントムから得た補正係数情報の精度を向上させることができる。なお、図6に示すように、修正された補正係数情報は修正補正係数情報606として記憶装置66に記憶される。

### 【0060】

図12に、2つの異なる直径(35cmと48cm)のファントムを用いた場合に求められた補正係数の例を示す。

図12において、領域Aは直径35cmのファントムの投影情報値であり、領域Bは直径48cmのファントムの投影情報値である。

### 【0061】

#### 高次フィッティング

次いで、直径35cmのファントムから得られた補正係数と、直径48cmのファントムの修正した補正係数に対して高次関数のフィッティングを行う(ステップS511)。

図13に、図12に示した補正係数情報を用いた場合の高次フィッティングの例を示す。

領域Aの補正係数の値および領域Bの補正係数の値に対して、次式(2)に示す、3次のフィッティング関数をフィッティングし、補正係数K0, K1およびK2を決定する。

### 【0062】

$$I_f = K_0 \cdot S(j) + K_1 \cdot S(j)^2 + K_2 \cdot S(j)^3 \dots (2)$$

### 【0063】

なお、この際、投影情報値の小さい領域Aの補正係数は、投影情報値の大きい

領域Bの補正係数より精度が高いと考えられるので、領域ごとに重み付けを行い、領域Aでより高精度にフィッティングするように式（2）の補正係数を決めることもできる。

#### 【0064】

次いで、図6に示すように、補正係数K0, K1およびK2の値からなる高次補正関数情報607を記憶装置66に保存し（ステップS509）本処理を終了する。

なお、被検体の撮像を行う際には、被検体のBH補正が行われた投影情報値Icに対して、各チャネルごとの補正係数K0, K1およびK2を用いて、式（2）から補正された投影情報値Ifを求める。そして、これら投影情報値Ifを、画像再構成部206により、画像の再構成を行い断層画像情報を取得する。

#### 【0065】

以上のように、本実施形態では、寸法の大きなファントムを使用して得たS/N比の低い補正係数情報を、このファントムよりも小さなファントムを使用して得たS/N比の高い補正係数情報を使用して修正する。この結果、BH補正後に使うこの投影情報値のチャネルごとの補正において、高精度な補正が可能になる。

#### 【0066】

##### 【発明の効果】

本発明によれば、寸法の大きい被検体から得られる投影情報の補正精度を向上させることができる。

##### 【図面の簡単な説明】

###### 【図1】

X線CT装置の全体構成を示すブロック図である。

###### 【図2】

データ処理装置を示す機能ブロック図である。

###### 【図3】

データ処理装置の動作を示すフローチャートである。

###### 【図4】

ファントムのサイノグラムおよび投影情報値を示す図である。

【図5】

ファントムと回転部の位置関係を示す図である。

【図6】

記憶装置内のファイルを示すブロック図である。

【図7】

投影情報値のチャネル方向の処理を示す図である。

【図8】

投影情報値のビュー方向の処理を示す図である。

【図9】

投影情報値の補正係数の一例を示す図である。

【図10】

異なる直径のファントムから得られた投影情報値の補正係数の一例を示す図である。

【図11】

補正係数情報の修正処理方法の一例を説明するためのグラフである。

【図12】

2つの異なる直径のファントムを用いた場合に求められた補正係数の例を示すグラフである。

【図13】

高次フィッティングの一例を示すグラフである。

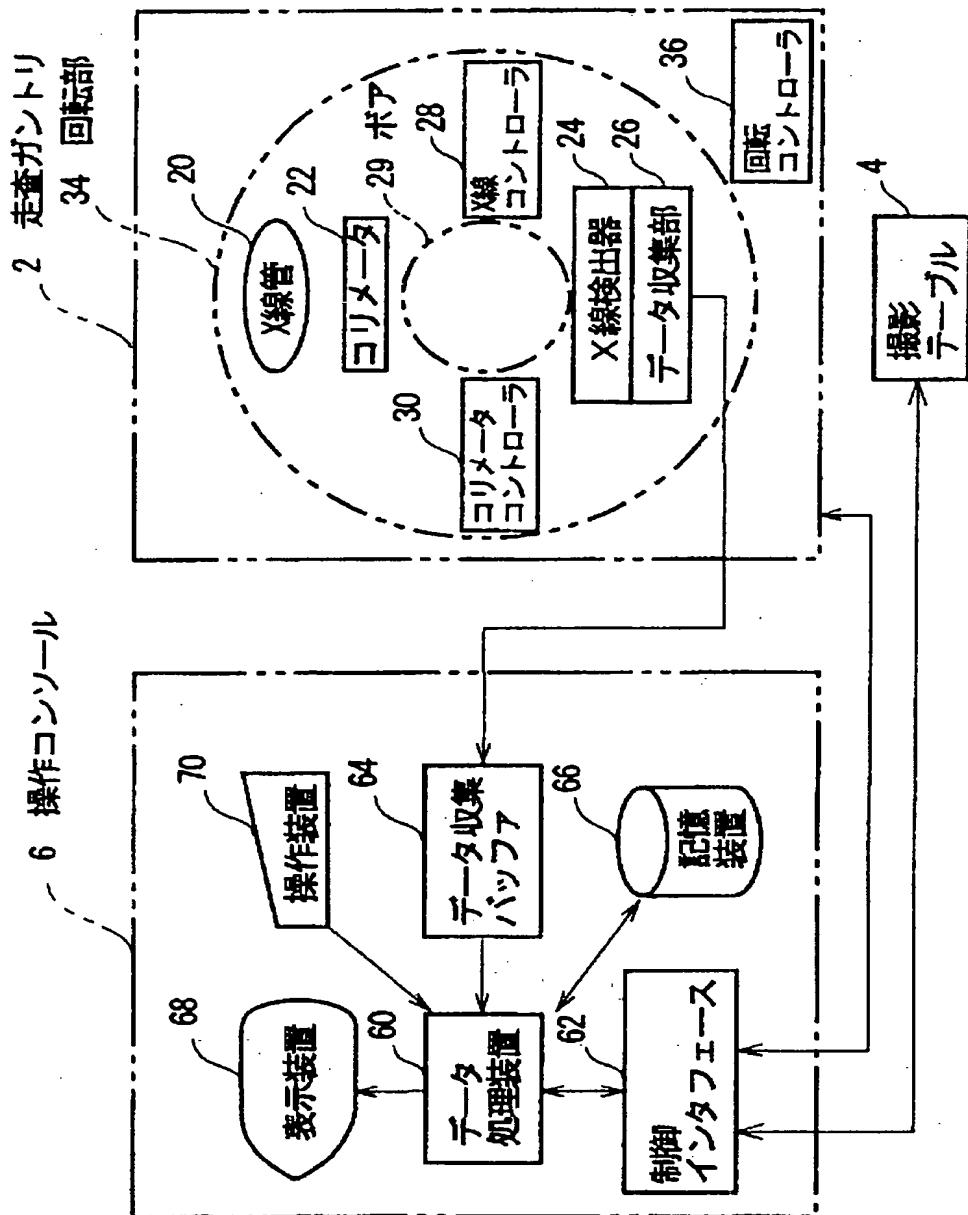
【符号の説明】

1…X線CT装置, 2…走査ガントリ, 4…撮影テーブル, 6…操作コンソール, 20…X線管, 22…コリメータ, 24…X線検出器, 26…データ収集部, 28…X線コントローラ, 29…ボア, 30…コリメータコンドローラ, 34…回転部, 36…回転コントローラ, 60…データ処理装置, 62…制御インターフェース, 64…データ収集バッファ, 66…記憶装置, 68…表示装置, 70…操作装置, 201…BH補正部, 202…第1のフィッティング部, 204…第2のフィッティング部, 205…補正係数修正部, 206…画像再構成部。

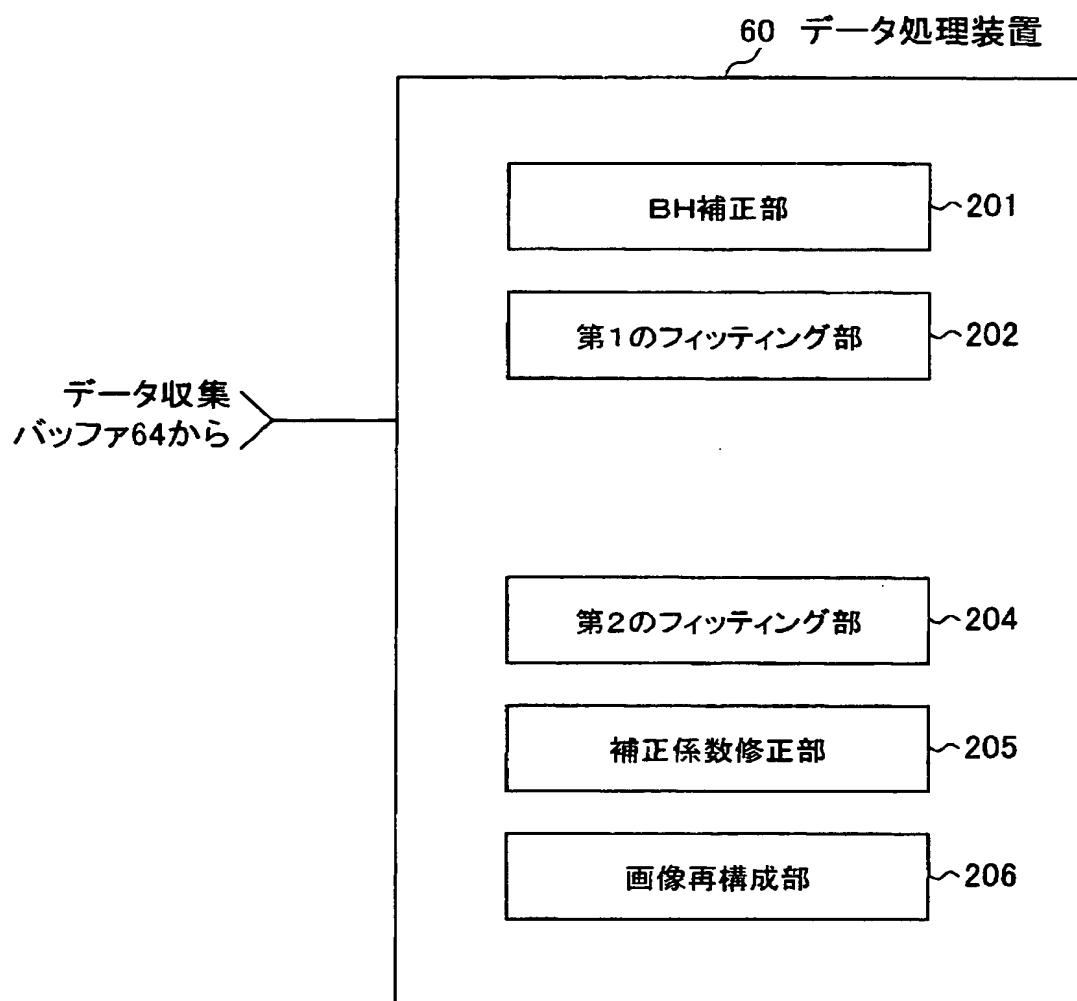
【書類名】

図面

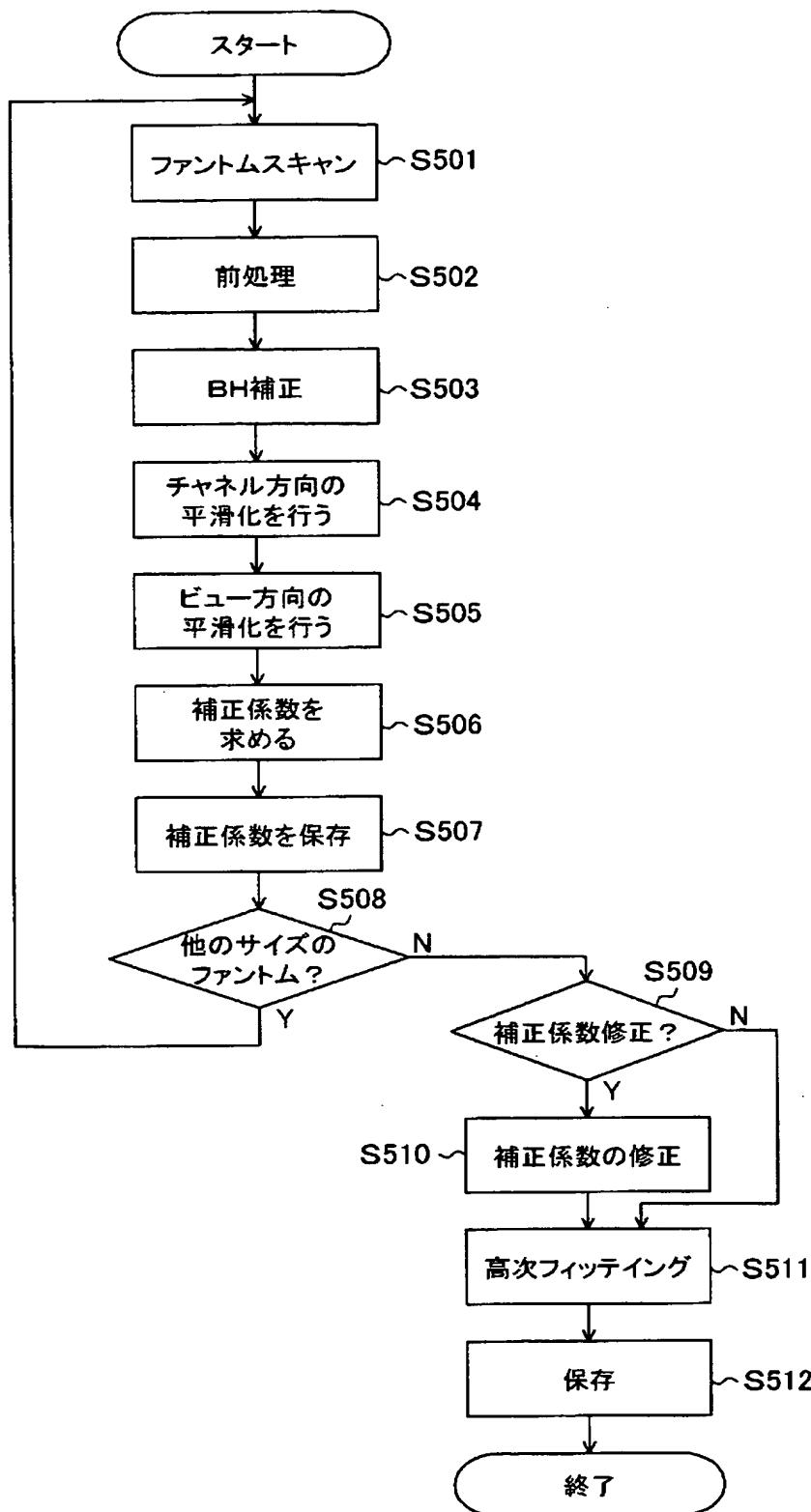
【図 1】



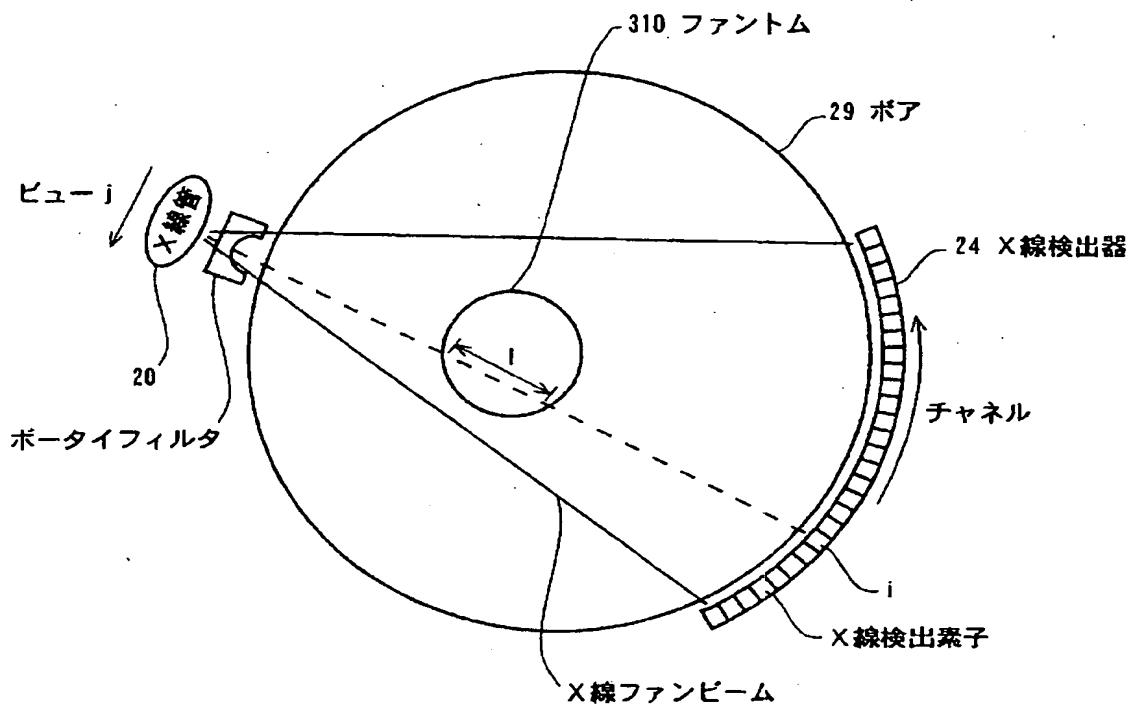
【図2】



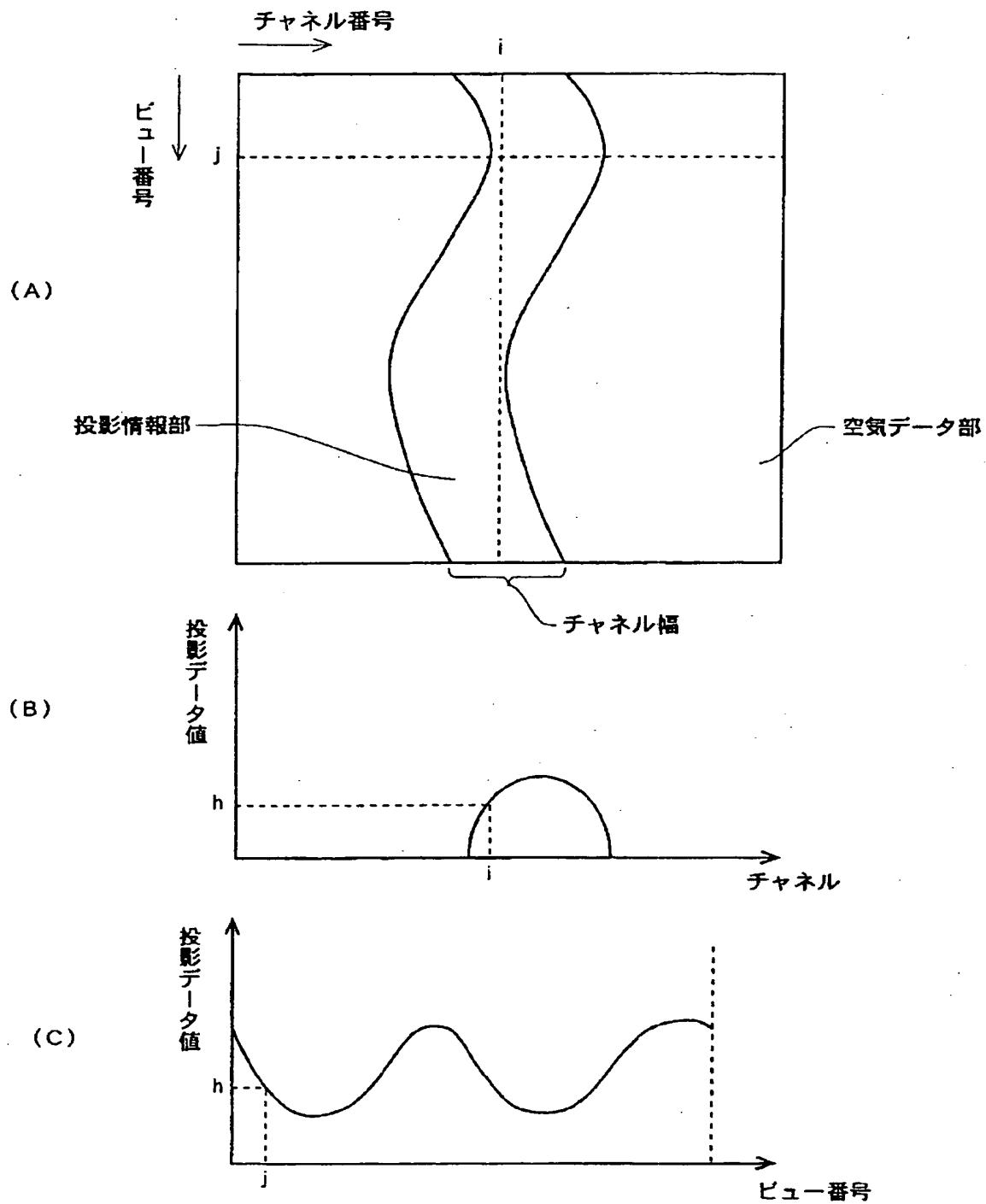
【図3】



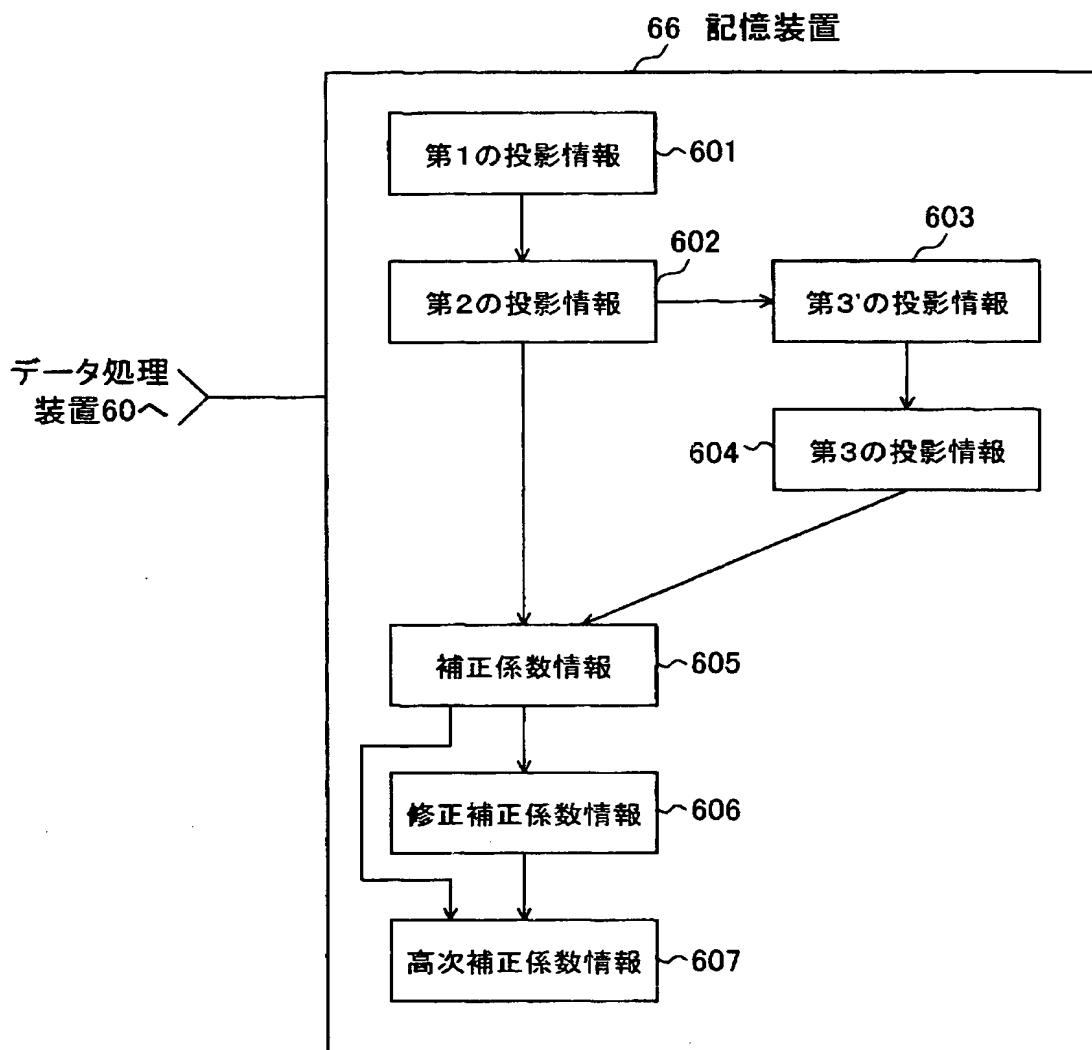
【図4】



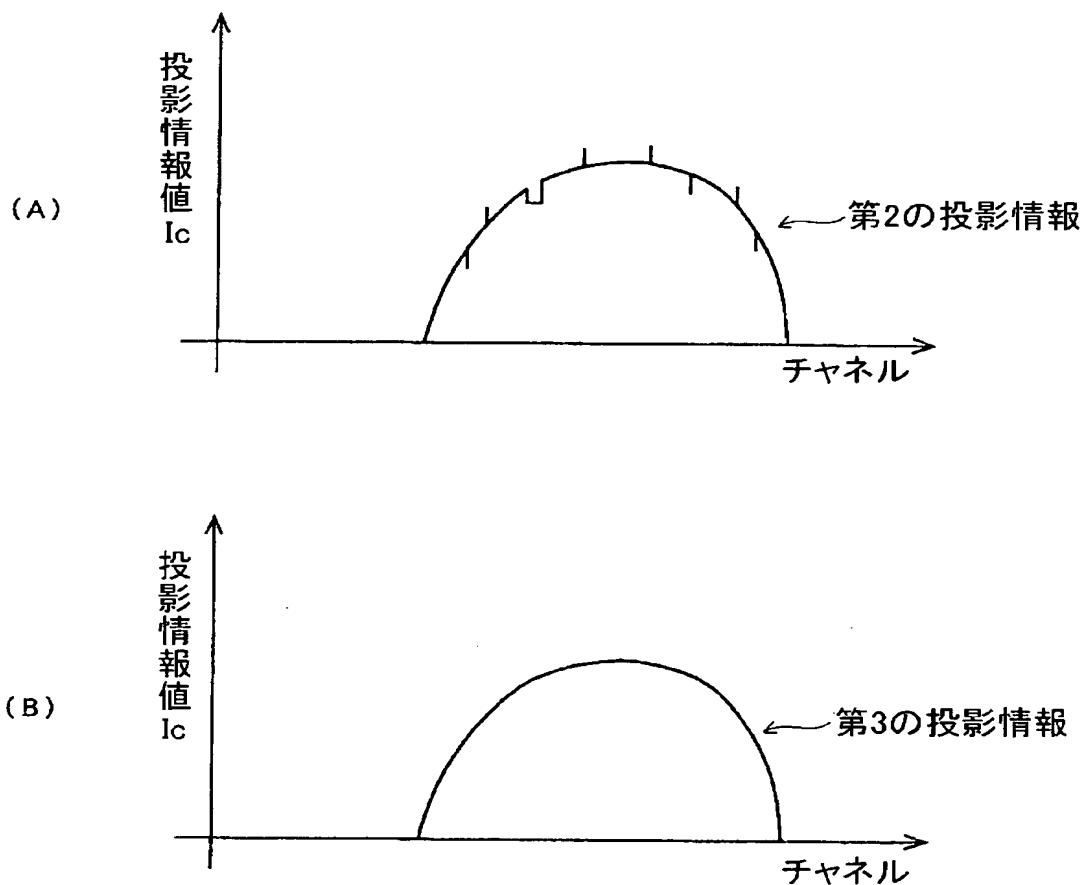
【図5】



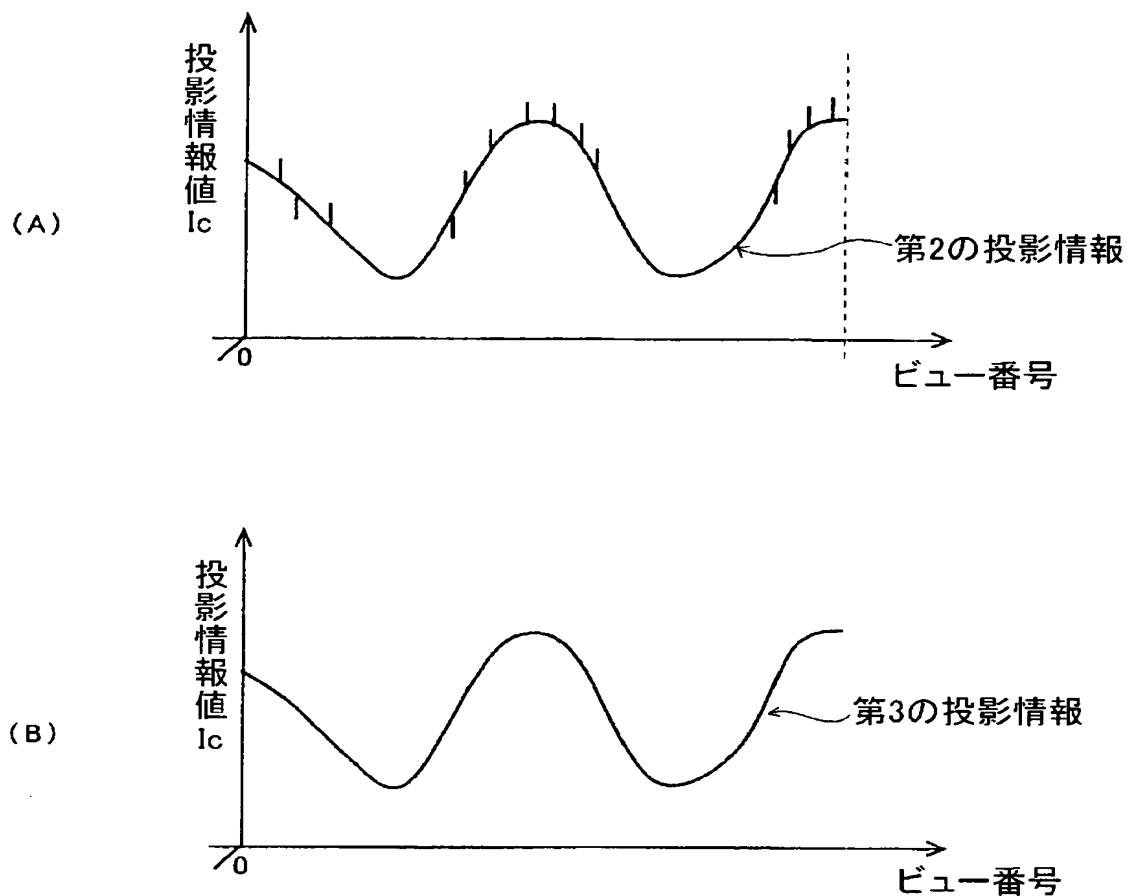
【図 6】



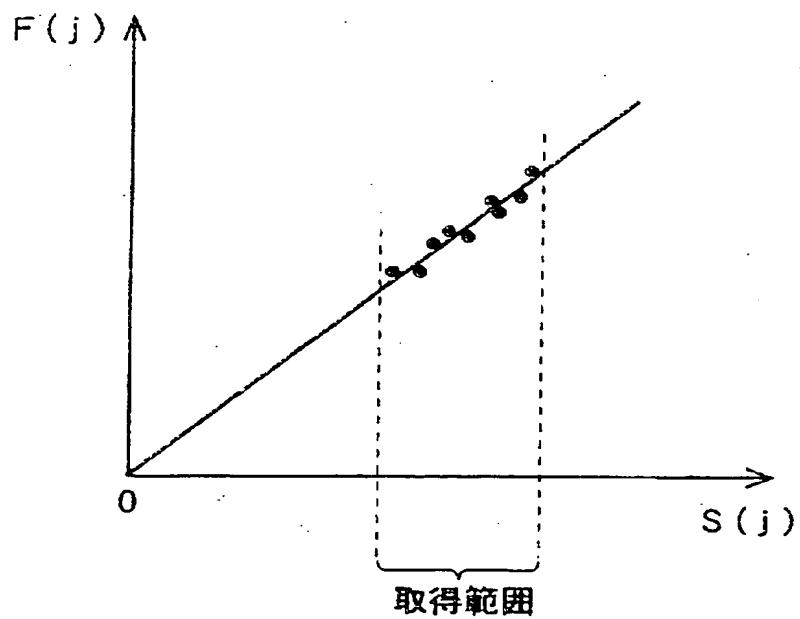
【図 7】



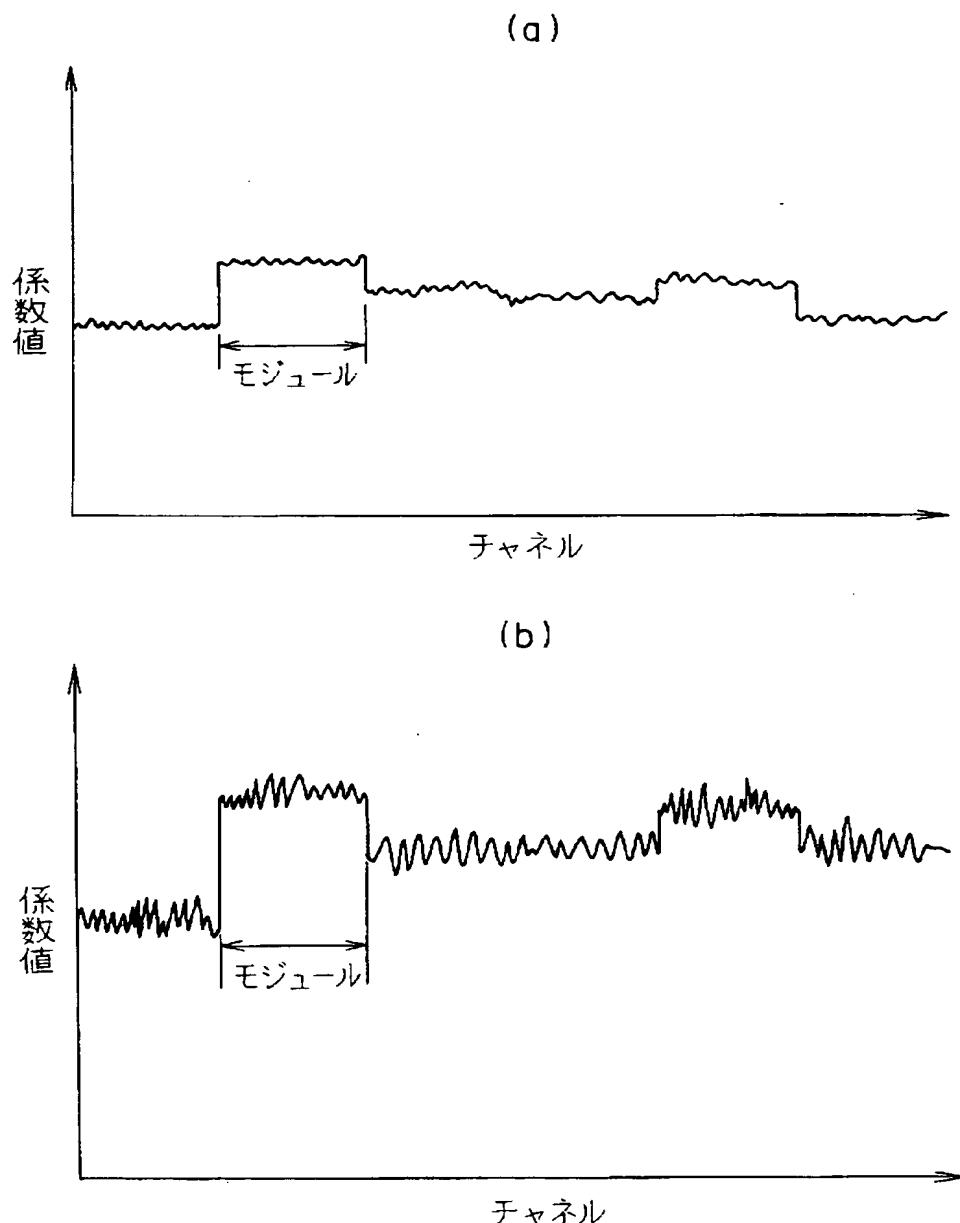
【図 8】



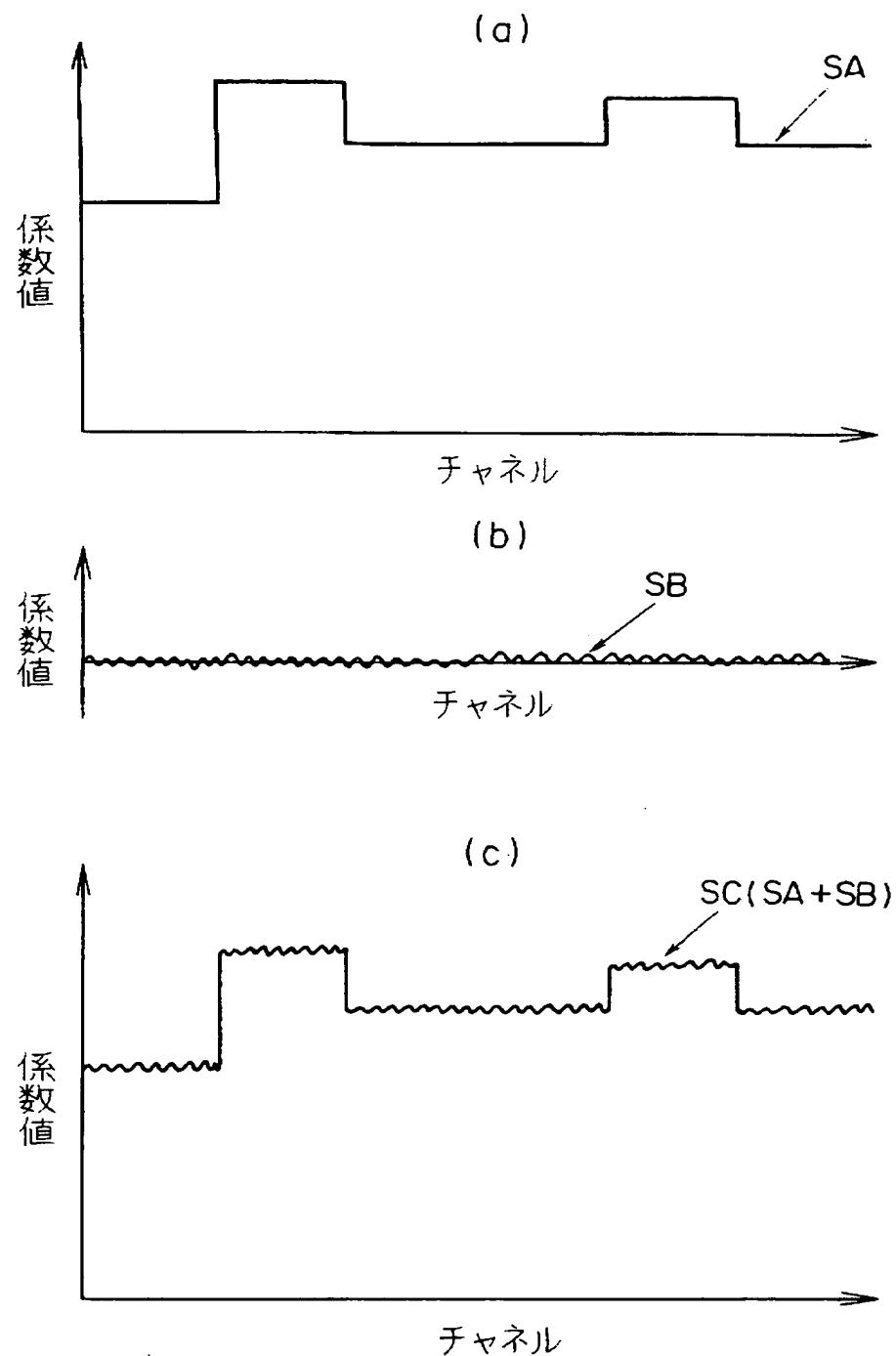
【図9】



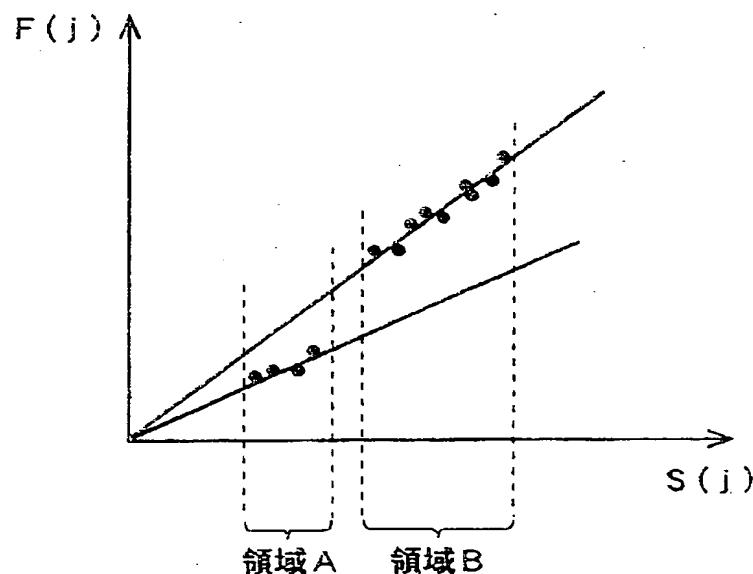
【図10】



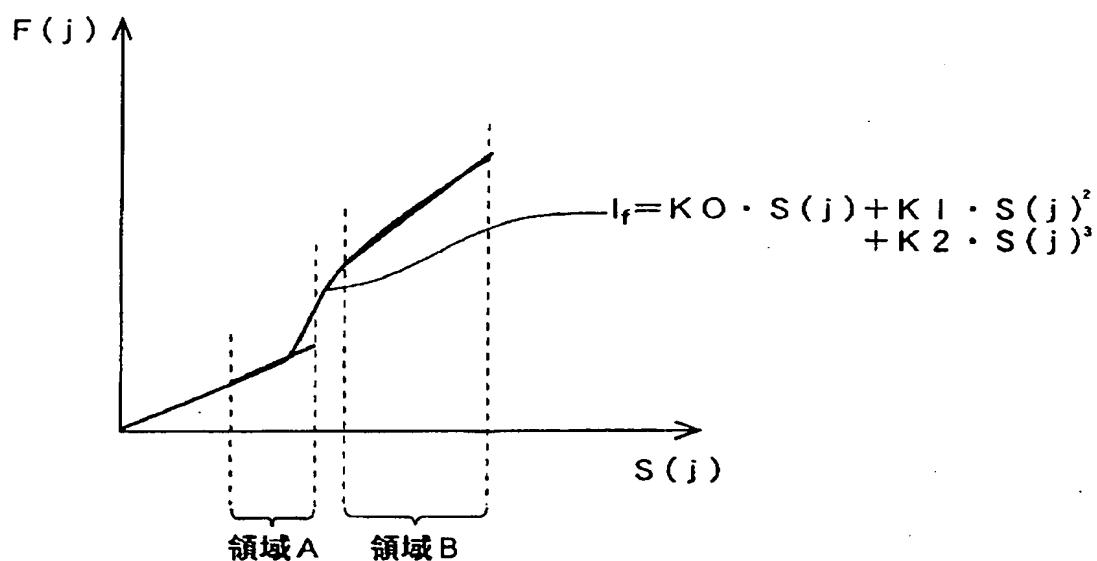
【図11】



【図12】



【図13】



【書類名】 要約書

【要約】

【課題】 B H効果のチャネルごとの補正を、比較的寸法の大きな被検体を撮影したときにおいても高精度化できるX線CT装置を提供する。

【解決手段】 第1の投影情報にビームハードニング効果の補正を行い第2の投影情報を生成するビームハードニング補正部201と、第2の投影情報に第1の関数フィッティングを行って第3の投影情報を生成する第1のフィッティング部202と、第2の投影情報を構成する各チャネルで、すべてのビューの第2の投影情報の値を独立変数とする第3の投影情報の値を第2の関数フィッティングして補正係数を求める第2のフィッティング部204と、第1のファントムについて生成された第1の補正係数を用いて、第1のファントムよりも寸法の大きい第2のファントムについて生成された第2の補正係数を修正する補正係数修正部205とを有する。

【選択図】 図2

特願2003-112906

出願人履歴情報

識別番号 [300019238]

1. 変更年月日 2000年 3月 1日  
[変更理由] 新規登録  
住 所 アメリカ合衆国・ウィスコンシン州・53188・ワウケシャ  
・ノース・グランドビュー・ブルバード・ダブリュー・71  
0・3000  
氏 名 ジーイー・メディカル・システム・グローバル・テクノロジー  
・カンパニー・エルエルシー

2. 変更年月日 2000年 3月 15日  
[変更理由] 名称変更  
住 所 アメリカ合衆国・ウィスコンシン州・53188・ワウケシャ  
・ノース・グランドビュー・ブルバード・ダブリュー・71  
0・3000  
氏 名 ジーイー・メディカル・システムズ・グローバル・テクノロジー  
・カンパニー・エルエルシー